

BEWEGUNGSARTEFAKTE IN DER
COMPUTER - TOMOGRAPHIE

Thomas Nicolai

München

1978

1480

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie

der Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Josef Lissner

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
München

BEWEGUNGSARTEFAKTE
IN DER COMPUTER-TOMOGRAPHIE

Inaugural- Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin

an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Thomas Nicolai

aus

München

Jahr

1978

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität
München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Josef Lissner

Dekan: Prof. Dr. med. Wolfgang Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 4.12.1980



INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Teil I	
Einführung	1
Resumee der mathematischen Theorie	2
Experimente	4
A Zweck	4
B Ausrüstung	4
C Methoden	5
D Ergebnisse	6
Diskussion der exp. Ergebnisse	8
Bestimmung klinisch optimaler Scanzeiten	9
Teil II	
A Bildrekonstruktion	13
B Mathematische Theorie der Bewegungsartefakte	13
C Theoretische Überlegungen für die schnellen Ganzkörperscanner	21
Illustrationen	
Fig 1 - Fig 13	24 - 33
Tafel 1	34
Zusammenfassung	35
Literaturverzeichnis	37



Digitized by the Internet Archive
in 2026

TEIL I

EINFÜHRUNG

Wie Alfidi et al¹ bemerken, gibt es drei Typen von Objektbewegungen, die die Bildrekonstruktion von CT-Scannern stören können; diese sind a) Translation, b) Expansion, und c) Bewegung senkrecht zur Scan-Ebene (z-Achsen Bewegung). Translation und Expansion (oder Kollabieren) können jedoch beide als Bewegung senkrecht zur Scan-Ebene gedacht werden. Sie können durch mehrere z-Achsen Bewegungen simuliert oder ersetzt werden. Expansion kann man sich zum Beispiel als aufeinanderfolgende Bewegungen einer Reihe von konzentrischen Ringen mit jeweils zunehmendem Durchmesser in die Scan-Ebene vorstellen (Fig. 1).

Ähnlich kann eine Translation durch Entfernung von Teilen des Objekts (oder des gesamten Objekts) aus der Scan-Ebene und Wiedereinführung derselben an anderer Stelle simuliert werden (Fig. 2).

Die z-Achsen Bewegung ist daher die wichtigste und universellste Art von Objektbewegungen. Artefakte, die durch andere Bewegungstypen erzeugt werden, können als Überlagerungen von Artefakten von z-Achsen Bewegungen betrachtet werden.

Die hier entwickelte Theorie wurde an einem kreisförmigen (3-dimensional: zylindrischen) homogenen Objekt getestet. Anders geformte Objekte können jedoch durch eine große Anzahl kleiner Zylinder angenähert werden.

Demzufolge gibt es praktisch nur eine Art von Bewegungsartefakten in der Computer-Tomographie.

Ein Translations/Rotations-Scanner nützt normalerweise nur einen relativ kleinen Prozentsatz der gesamten Scanzeit zur Datenaufnahme. Der Rest der Scanzeit wird zur Beschleunigung, Abbremsung und Rotation des Scanner-Rahmens benötigt. Die meisten Objektbewegungen in der Scan-Ebene werden daher nicht während der Datenaufnahmezeit (Translation) erfolgen, sondern zwischen Traversen von Röntgenröhre und Detektoren.

RESUMEE DER MATHEMATISCHEN THEORIE

Das im II. Teil entwickelte theoretische Modell simuliert die Bildrekonstruktion eines zylindrischen (runden) Objekts, das während des Scans aus der Scan-Ebene heraus und in sie hinein bewegt wird. Diese Simulation wurde für Translations/Rotations-Scanner durchgeführt und dann weitere Überlegungen für die reinen Rotations-Scanner angestellt.

Ergebnisse der mathematischen Simulation:

1. Die Sternartefakte als Folge von Objektbewegungen sind bedingt durch die theoretischen Grundlagen der verwendeten Bildrekonstruktionsmethoden. Sie treten auch auf, wenn eine mathematisch exakte Rekonstruktion (unbegrenzte Anzahl von Projektionen etc.) angewendet wird und können daher nicht durch bessere Näherungsmethoden vermieden werden.

2. Die Gestalt der Sternartefakte hängt nur vom Bewegungsmuster und der Objektgestalt ab, nicht von der infolge der Bewegung aufgetretenen Dichteänderung (Dichte des

Objekts minus Dichte des es ersetzenden Materials). Im Fall von mehr als einer Objektbewegung pro Scan werden die resultierenden Bewegungsartefakte unabhängig voneinander zum Bild addiert.

3. Überraschenderweise ergibt sich kein Sternartefakt innerhalb des bewegten homogenen Objekts.

4. Die rekonstruierte scheinbare Dichte Δ_m des bewegten Objektes hängt nicht von dessen Bewegungsmuster ab, sondern folgt der Linearitätsgleichung:

$$(17) \quad \Delta_m = \Delta_1 + k \left(\frac{\Delta_2 - \Delta_1}{2} \right)$$

wobei Δ_2 die statische CT-Dichte des sich bewegenden Gegenstandes und Δ_1 die statische CT-Dichte des Materials ist,

das das Objekt ersetzt, wenn es nicht in der Bildebene ist.

k ist definiert als der Prozentsatz der Datenaufnahmezeit während dem das Objekt in der Scan-Ebene ist. Die obige Gleichung (17) bedeutet also, daß die gemessene Dichte nur von k , nicht von dem Bewegungsmuster abhängt.

5. Sternartefakte, die von größeren oder kleineren Zylindern ausgehen, sind durch Zentralprojektion ineinander überführbar. Der Durchmesser des in unseren Experimenten verwendeten Zylinders begrenzt folglich ihre Gültigkeit nicht.

6. Die bei den neuen reinen Rotations-Scannern ("vierte Generation") auftretenden Bewegungsartefakte sind praktisch identisch mit den bei Rotations/Translations-Scannern beobachteten. Zwei Arten von Rotations-Scannern wurden untersucht: Ein Scanner, der seine Projektionsdaten von ca. 180° Röhrenrotation erhält, und einer, der eine volle 360° -Drehung der Röntgenröhre benutzt. Ein und dieselbe Objektbewegung wurde einmal mit den Daten von 212° der Projektionen und

einmal mit den Daten von 360° Röhrenrotation rekonstruiert. Der bei der letzteren Methode auftretende Artefakt war beträchtlich weniger dicht (der 360° Artefakt hatte nur ca. 60% der Dichte des 212° Artefakts). Die effektive Scanzeit ist jedoch für 360° verdoppelt und folglich ist die Wahrscheinlichkeit für eine Bewegung während des Scans höher. Man erhält also weniger störende Artefakte, aber eventuell eine größere Anzahl von ihnen.

EXPERIMENTE

A. Zweck:

Diese Experimente wurden durchgeführt, um die Linearitätsgleichung (17) zu bestätigen. Darüber hinaus wurde die kontrollierte Erzeugung von verschiedenen Sternartefakten unternommen. Die Ergebnisse wurden mit den mit einem 2-Sekunden-Ganzkörperscanner (Delta 2010 und Delta 2020) erhaltenen Resultaten verglichen.

B. Ausrüstung:

Als Phantom wurde ein mit Wasser gefüllter Plexiglaszylinder (Durchmesser: 21 cm) benutzt. Ein Nylonstab (2,5 cm Durchmesser, 5 cm Länge) wurde in seinem Zentrum installiert, mit seiner Längsachse parallel zur Längsachse des Plexiglaszylinders und senkrecht zur Scanebene. Der Nylonstab konnte längs seiner Achse um 3,5 cm verschoben werden (Fig. 3). Der Stab wurde von einem Motor bewegt. Die Bewegung war eine Sinusfunktion der Zeit mit variabler Frequenz. Ein Fühler maß die Position des Stabes relativ zur Scan-Ebene. Ein elektronisches Zählwerk wurde mit Phantom und Scanner ver-

bunden und maß den Prozentsatz k (Gleichung (17)).

C. Methoden:

Experimente mit Scannern der zweiten Generation (Translations-/ Rotations-Scanner).

Experimente Nr. 1 bis Nr. 3 wurden durchgeführt, um die Linearitätsgleichung (17) für eine Bewegung pro Scan, variieren- des k und für von Experiment Nr. 1 bis Nr. 3 wechselnde A_1 und A_2 zu bestätigen.

1. Die erste Reihe von Experimenten wurde mit einem Nylonstab (Delta-Dichte-Zahl = 93) durchgeführt. Der Stab wurde vertikal zur Scan-Ebene aus dieser herausbewegt, nachdem vorher bereits ein Teil des Scans abgelaufen war. Der Scanner vollendete die Meßperiode mit dem Stab außerhalb der Scan-Ebene.

2. Experiment Nr. 1 wurde mit einem aufgeblasenem und später kollabierten Foley-Katheter-Luftballon (10 ccm Luft) wiederholt.

3. Experiment Nr. 1 wurde erneut wiederholt, nachdem der Attenuationskoeffizient des Wassers durch Hinzufügen von Renografin 60 auf 35 Delta-Einheiten (bzw. auf 128 Delta-Einheiten) erhöht worden war.

Um die Linearitätsgleichung (17) für mehr als eine Bewegung pro Scan zu bestätigen, wurden die Experimente Nr. 4 und Nr. 5 durchgeführt.

4. Der Nylonstab wurde rhythmisch in die Scan-Ebene hinein und aus ihr heraus bewegt. Wie in den anderen Experimenten mit den Scannern der zweiten Generation fanden hier die Objektbewegungen während der Rotation des Scanner-Rahmens (d.h. zwischen Datenaufnahmen) statt. Die Frequenzen variierten

ten von drei bis zu zwölf Bewegungen.

5. Der Nylonstab wurde gemäß einem unregelmäßigen Bewegungsmuster in die Scan-Ebene hinein und aus ihr heraus bewegt.

Die Experimente Nr. 6 und Nr. 7 wurden konzipiert, um die oben erwähnte theoretische Vorhersage zu bestätigen, daß die Form des Bewegungsartefakts nicht von der Dichtedifferenz abhängt, sondern nur vom Bewegungsmuster und der Objektform.

6. Experiment Nr. 4 wurde mit einem Teflonstab (Dichte = 1000 Delta-Einheiten) statt des Nylonstabs wiederholt.

7. Ein Foley-Katheter wurde in der Scan-Ebene rhythmisch aufgeblasen und entleert.

Experiment Nr. 8 wurde durchgeführt, um zu zeigen, daß eine Verschiebung zur Seite Artefakte erzeugt, die denjenigen gleichen, die durch z-Achsen-Bewegungen hervorgerufen werden.

8. Der Teflonstab wurde seitlich verschoben, nachdem ein Teil des Scans bereits abgelaufen war.

9. Der Nylonstab wurde mit einer gewissen Frequenz (Sinusbewegung) von einem Motor in die Scan-Ebene und aus ihr heraus bewegt. Die Rahmenbewegung wurde nicht beobachtet. Indem die Position der Scan-Ebene relativ zur Endstellung des bewegten Stabes verändert werden konnte, konnte auch die durchschnittliche Zeitspanne, während der der Testzylinder in der Scan-Ebene verblieb, variiert werden. Dieser Prozentsatz (k , unabhängig von der Frequenz) wurde geometrisch bestimmt. Die Rahmen/Objektbewegungs-Interferenz wurde durch Wiederholung der Messungen ausgemittelt. Einige der Objektbewegungen erfolgten offenbar während der Meßperioden (Traversen) des Scanners, im Gegensatz zu den Experimenten Nr. 1 bis Nr. 7.

D. ERGEBNISSE

1. Die gemessenen Dichten des bewegten Stabes bestätigten in allen Experimenten Nr. 1 bis Nr. 5 die Linearitäts-

gleichung (17), siehe Fig. 6 und Fig. 7. Verschiedene Bewegungsmuster erzeugten sehr unterschiedliche Sternartefakte (Fig. 5, 8a). Wenn sie jedoch den Prozentsatz k gemeinsam hatten, erzeugten sie alle die gleiche errechnete scheinbare Dichte für den bewegten Gegenstand, wie theoretisch vorhergesagt. Die Linearitätsgleichung (17) wurde auch für den Teflonzylinder und den Luftballon bestätigt.

2. Aus den Experimenten Nr. 4, Nr. 6, und Nr. 7 wurde eine Reihe von Sternartefakten für verschiedene Bewegungsfrequenzen und variierende Dichteunterschiede (von -1000 bis 93 bis +1000) erhalten. Mit zunehmender Frequenz wurde eine zunehmende Anzahl von gestaffelten Sternartefakten mit einer linear ansteigenden Zahl von Streifen (von abwechselnd scheinbar hoher und niedriger Dichte, unterteilt in schmalere Streifen) erzeugt. (Fig. 4, 5, 8a) Die Form war genau gleich für identische Bewegungsmuster trotz der verschiedenen benutzten Materialien (Nylon, Teflon, Luft), ebenfalls wie vorhergesagt. Die Symmetrie der Bilder resultiert aus der Rahmenbewegung von nur 180° statt 360° .

3. Der von der seitlichen Bewegung in Experiment Nr. 8 erzeugte Artefakt erscheint als Überlagerung von Artefakten, die durch z-Achsenbewegung erzeugt werden. Die durchschnittlichen Stabdichten aus dem Experiment Nr. 9 stimmten mit den für Bewegungen während der Rotation des Scanner-Rahmens erhaltenen Werten überein. Bewegungen während der Meßperioden (die Wahrscheinlichkeit für solche ist beim Delta 25 Kopf-Scanner ca. 15 %) verändern die Artefakte praktisch nicht. Das Ergebnis ist nahezu dasselbe für Bewegungen, die während der Rahmen-Rotation erfolgen. Das paßt zu der hier entwickel-

ten Theorie. Die resultierenden Sternartefakte hängen natürlich vom veränderlichen Muster der Interferenz von Objektbewegung und Rahmenbewegung ab.

4. Wie vorhergesagt fanden wir keine Sternartefakte innerhalb des senkrecht zur Scan-Ebene bewegten homogenen Objektes. Sein Bild war wieder homogen. Das ist etwas überraschend, wenn man die inhomogene Natur des erzeugten Bildes außerhalb des Testobjektes in Betracht zieht, stimmt aber mit der in Teil II entwickelten mathematischen Theorie überein (Fig. 9a und 9b).

5. Die oben beschriebenen Resultate für die reinen Rotations-Scanner wurden bestätigt. (Fig. 10a und 10b) Die Artefakte hatten hier praktisch dieselbe Form wie die mit Translations/Rotations-Scannern erhaltenen.

DISKUSSION

Die Ergebnisse der Versuche stimmen mit den theoretischen Vorhersagen überein. Dies scheint anzuzeigen, daß die Theorie korrekt ist. Die Theorie zeigt auch, daß für eine bestimmte Objektform und ein bestimmtes Bewegungsmuster der Absolutwert der Dichte der Bewegungsartefakte proportional zu der während der Bewegung erfolgenden Dichteänderung ist. Dies erklärt, warum höhere Dichteunterschiede (z.B. Darmgas versus Kontrastmittel) im Falle einer Bewegung besonders störende Artefakte erzeugen kann. Die geometrische Form der Artefakte hängt vom Bewegungsmuster, nicht von der Dichtedifferenz ab. Es gibt im Grunde nur eine Art von Bewegungsartefakten und alle anderen können als Überlagerungen von Artefakten dieses Typs aufgefaßt werden. Darüberhinaus wurde gefunden, daß

die Artefakte eine Art eingebaute Reaktion der benützten Rekonstruktionstheorien auf Bewegung sind. Es ist folglich nicht möglich, diese Artefakte durch bessere Annäherung der Meßvorgänge und der Computer-Bildrekonstruktion an die mathematische Rekonstruktion zu vermeiden. Die einzige mögliche Lösung scheinen schnellere Scanner zu sein - oder die Subtraktion der Artefakte im Nachhinein. Letzteres erscheint impraktikabel.

BESTIMMUNG KLINISCH OPTIMALER SCANZEITEN

Insgesamt 2479 CT-Bilder, die mit drei verschiedenen Ganzkörper-Scannern (Delta-Scanner mit Scanzeiten von 2 sec, 18 sec und 160 sec) aufgenommen wurden, wurden auf Bewegungsartefakte untersucht. (Tafel 1) Die statistischen Resultate und die obigen Experimente wurden zur Einschätzung des Einflusses verschiedener Scanzeiten auf Bewegungsartefakte im klinischen Gebrauch der Ganzkörper-Computer-Tomographie benutzt und optimale Scanzeiten werden diskutiert.

Verschiedene Faktoren spielen eine Rolle als Ursachen von Bewegungen, die Bewegungsartefakte erzeugen¹: Atmung (1 bis 5 sec Dauer), Darm- und Ureter-Bewegung (zumeist 2 bis 8 sec Dauer⁷), kardiovaskuläre Bewegungen (ca. 1 sec Dauer) und andere muskuläre Bewegungen. Es ist unwahrscheinlich, daß die während eines 2-sec-Scans auftretenden Bewegungen durch Atmung verursacht sind (Atemangehalten!). Unsere klinische retrospektive Untersuchung findet, daß 28% der 2-sec-Bilder Bewegungsartefakte enthalten, und 4% stark von ihnen gestört sind. Wir können annehmen, daß die ihnen zugrundeliegenden physiologischen Bewegungen zufällig längs der Zeit-

achse verteilt sind.

Wir können daher von der Poisson-Zufallsverteilung ableiten, daß die Wahrscheinlichkeit p , ein bewegungsfreies Bild zu erhalten, der Gleichung $p = \exp(-\lambda t)$ folgt. Dabei ist t die Scanzeit und λ die durchschnittliche Anzahl von Patientenbewegungen pro Sekunde. Wenn wir dies auf die statistischen Resultate für den 2-Sekunden-Scanner (Tafel 1: 28% der Bilder enthalten Bewegungsartefakte) anwenden, finden wir $\lambda = 0,16 \text{ sec}^{-1}$.

Aus der obigen Gleichung und dem für λ errechneten Wert läßt sich ableiten, daß für Scanzeiten von ca. 0,5 bis 1 sec 90% der Bilder keine Bewegungen mehr enthalten. Für Scanzeiten von mehr als 5 sec kann man erwarten, daß mehr als 50% der Bilder Bewegungsartefakte enthalten. Oberhalb 14 sec enthalten ca. 90% der Bilder Artefakte.

Wenn Bewegungsartefakte in der Mehrzahl der Bilder vorhanden sind, beginnt eine andere Überlegung eine Rolle zu spielen. Wenn die Patientenbewegung relativ kurz im Vergleich zur Scanzeit ist, ist der Sektor des Bildes, der von dem Bewegungsartefakt beeinflußt wird, in etwa umgekehrt proportional zur Scanzeit, wie Fig. 4 zeigt. Andererseits steigt die durchschnittliche Anzahl von Bewegungsartefakten pro Bild linear mit der Scanzeit. Die durchschnittliche von Artefakten bedeckte Gesamtfläche bleibt daher als Produkt der beiden obigen Größen konstant und wird unabhängig von der Scanzeit. Daher ergaben sich signifikante Vorteile für Scanzeiten von 5 sec oder weniger.

Wie Fig. 10a und Fig. 10c zeigen, können kurze Bewegungen störende Artefakte in Bildern mit kurzen Scanzeiten erzeugen,

jedoch auf Bildern mit beträchtlich längeren Scanzeiten nur kaum sichtbare Effekte haben: Dort erhöhen sie evtl. nur den noise level. Folglich können wir weniger Artefakte auf Bildern von langsameren Scannern erhalten, als von der Wahrscheinlichkeitsverteilung der Patientenbewegungen zu erwarten wäre. Dieser Effekt verbessert wahrscheinlich die Bildqualität insbesondere dann, wenn die Scanzeit lang ist im Vergleich zu den üblichen physiologischen Bewegungen (1 bis 8 sec), d.h. über ein bis zwei Minuten.

Andererseits sind Bewegungsartefakte, die von dichten Metallen (z.B. Operationsclips) ausgehen, schon für kleine Objektbewegungen sehr intensiv. Es ist daher unwahrscheinlich, daß Clip-Artefakte eliminiert werden können, außer wenn die Scanzeiten bis in den Millisekundenbereich vermindert werden.

McCullough et al⁹ betrachten die Atmung als einen Hauptgrund für Bewegungsartefakte. Sie nehmen eine wahre Atem-anhaltezeit von 20 sec an und sagen einen beträchtlichen Vorteil für Scanzeiten von weniger als 20 sec gegenüber längeren voraus.

Dies erscheint im Lichte dieser Studie nicht zuzutreffen, zumindest nicht für Untersuchungen des Abdomens und des Beckens. Erstens ist die Bewegung, die auf den 2-sec-Scans auftritt, wahrscheinlich nicht auf Atembewegungen zurückzuführen. Signifikante Artefakte können von Peristaltik und verschiedenen Muskelbewegungen erzeugt werden. Extrapolation für längere Scanzeiten alleine erklärt bereits die statistischen Resultate für langsamere Scanner. Zweitens ergibt sich in der Statistik praktisch derselbe Prozentsatz als von Bewegungsartefakten gestört für 18 sec und 160 sec Scanzeiten.

Die Folgerungen aus dieser Studie sind daher: Im Bezug auf Bewegungsartefakte scheinen 20-sec-Scanner keine überzeugenden Vorteile gegenüber beträchtlich langsameren Scannern (z.B. 160 sec) zu haben.

Scanzeiten von über 5 sec resultieren darin, daß die Mehrheit der Bilder von Bewegungsartefakten gestört ist. Andererseits werden 90% der Bilder mit Scanzeiten von 0,5 bis 1sec Artefakt-frei sein. 0,5 bis 1 sec scheinen daher ein vernünftiger Kompromiß zwischen technischem Aufwand und klinischem Wert.

THEORIE

A. Bildrekonstruktion

Praktisch alle heutigen Scanner benutzen zur Bildrekonstruktion die sogenannte Filtered Back Projection oder Konvolutionsmethode. Dies ist, wie Ramachandran und Lakshminarayanan⁹ darlegen, eine besondere Art, die Bildrekonstruktion durch Fourier-Transformation durchzuführen.

Die Fourier-Transformations-Methode benutzt kurz gesagt folgende mathematische Prozedur: Röntgen-Parallelprojektionen einer Objektschicht unter verschiedenen Winkeln werden in den Fourierraum transformiert. Das sich im Fourierraum ergebende 2-dimensionale Feld wird der inversen 2-dimensionalen Fouriertransformation unterworfen und die sich ergebende Funktion repräsentiert die Dichteverteilung der ursprünglichen Objektscheibe^{3,4,9}.

In dieser Arbeit wird die polare Fouriertransformation⁹ benutzt. Eine andere Rekonstruktionsmethode war die von Radon - diese Methode macht keinen Gebrauch von der komplexen Transformation^{4,8}. Ihre Anwendung auf unser Problem führt auf die gleiche Artefaktformel (12), die aus der Fouriertransformationsmethode resultiert.

B. Mathematische Theorie der Bewegungsartefakte

1. Das Modell

Das Modell besteht aus einem kreisförmigen (räumlich: zylindrischen) Objekt mit dem homogenen Attenuationskoeffizienten μ_0 . Dieses Objekt ist von Materie mit dem Attenuationskoeffizienten μ' umgeben. Während gewisser Zeitabschnitte

während des Scans (d.h. für gewisse Projektionswinkel) ist das Objekt außerhalb der Scan-Ebene und wird durch die umgebende Materie mit dem Attenuationskoeffizienten μ' ersetzt. Während der Translation des Scanner-Rahmens (Aufnahme der Projektionsdaten) erfolgt keine Objektbewegung; sie erfolgt während der Rotation des Scanner-Rahmens zwischen zwei Meßperioden. Diese Vereinfachung verändert das Resultat nicht merklich und ist auch genau die am meisten wahrscheinliche Bewegung (s.o.).

Sei

$$(1) \quad \delta(\theta) := \begin{cases} 1 & \text{falls das Objekt für die} \\ & \text{Projektion unter dem Winkel} \\ & \text{in der Scanebene ist.} \\ 0 & \text{falls nicht} \end{cases}$$

(Folglich ist $\mu_0(\theta)$ der Attenuationskoeffizient des Objektes für den Projektionswinkel θ).

Und sei

$$(2) \quad \delta_\phi(\theta) := \delta(\theta + \phi)$$

Die letztere Festlegung ermöglicht die folgende Vereinfachung: Später soll die errechnete Dichteverteilung $f(r, \phi) = \mu(r, \phi)$ des bewegten Objektes in Polarkoordinaten bestimmt werden. Wenn wir nun $\delta_\phi(\theta) (\mu_0 - \mu^1)$ als Attenuationskoeffizienten statt $\delta(\theta) (\mu_0 - \mu^1)$ benutzen, müssen wir wegen der Symmetrie der Rotation nur $f(r, 0)$ für $\delta_\phi(\theta)$ mit variierendem ϕ errechnen und erhalten daraus alle $f(r, \phi)$. (Die Auswertung ist auch unter Benützung von (1) und $f(r, \phi)$ für alle ϕ möglich, (2) ist jedoch bequemer.

Sei r_0 der Radius des Objektes x die lineare Koordinate

der Projektion, $p(\theta, x)$ der Meßwert der Projektion unter dem Winkel θ und dem Abstand x vom Zentrum des Objekts.

$$\text{Sei } \mu = \mu_0 - \mu^1$$

Aus geometrischen Überlegungen, Fig. 11, folgt:

$$(3) \quad \begin{aligned} p(\theta, x) &= 2\mu\delta_\varphi(\theta)\sqrt{r_0^2 - x^2} && \text{für } |x| \leq r_0 \\ p(\theta, x) &= 0 && \text{für } |x| > r_0 \end{aligned}$$

(3) gilt für ein von Materie mit dem Attenuationskoeffizienten Null umgebenes Objekt, das, wenn es aus der Scan-Ebene abwesend ist, durch die Dichte Null ersetzt wird. Dies ist ausreichend, da die Reihenfolge von Integration und Addition vertauschbar ist. Wenn wir $f(r, \phi)$ aus (3) berechnen und ein homogenes statisches Bild mit der Dichte μ' zu $f(r, \phi)$ addieren, erhalten wir das Bild eines bewegten Objektes mit dem Attenuationskoeffizienten μ_0 , das von Materie mit der Dichte μ' umgeben und für gewisse Projektionen durch sie ersetzt wird.

2. Fouriertransformation der Projektion (3)

Sei R die Fourierrraumkoordinate der Transformatierten $F(r, \theta)$ von (3):

$$\begin{aligned} F(R, \vartheta) &= \int_{-\infty}^{+\infty} p(\vartheta, x) \exp(2\pi i R x) dx \\ &= 2\mu \int_{-r_0}^{r_0} \sqrt{r_0^2 - x^2} \exp(2\pi i R x) dx \cdot \delta_\varphi(\vartheta) \end{aligned}$$

Mit der Substitution $t = r_0 \cdot x$ erhalten wir

$$(4) \quad F(R, \vartheta) = 2\mu\delta_\varphi(\vartheta)r_0^2 \int_{-1}^{+1} \sqrt{1-t^2} \exp(2\pi i t_0 R t) dt$$

(4) ist jedoch auswertbar unter Benützung der Besselfunktion erster Art und erster Ordnung $J_1(x)$:⁵

$$(5) \quad F(R, \vartheta) = \frac{\mu t_0}{R} \cdot \delta_\varphi(\vartheta) \cdot J_1(2\pi t_0 R)$$

3. Inverse Fourier-Transformation

Die Rekonstruktionstheorien gehen von der Annahme aus, daß ein reales Objekt existiert, das dann aus den Projektionen rekonstruiert werden kann. Im Falle einer Bewegung gibt es jedoch kein reales Objekt, das alle Projektionen erzeugt. Der Rekonstruktionsalgorithmus ist daher in diesen Fällen nur eine formale Rechenoperation mit den Eingangsdaten. Es ist daher nicht sicher, daß der Imaginärteil der Rücktransformation Null wird, dies wird im Gegenteil oft nicht der Fall sein. Der Imaginärteil kann aus Gleichung (6) errechnet werden; wir können jedoch annehmen, daß die in CT-Scannern benutzten Rekonstruktionsalgorithmen ihn vernachlässigen, da er im Falle eines unbewegten Objektes stets Null wird und daher nicht bestimmt zu werden braucht. Wir errechnen folglich nur den Realteil der Rücktransformierten.

Wegen der radialen Symmetrie des Objektes wurde die Fouriertransformation in Polarkoordinaten gewählt⁹:

$$(6) \quad f(r, \psi) = \int_0^{2\pi} \int_0^{+\infty} F(R, \vartheta) \cdot R \cdot \exp(-2\pi i R r \cos(\psi - \vartheta)) dR d\vartheta$$

Mit (5) und $\Psi = 0$ erhalten wir für den Realteil

$$(7) \quad f(r, 0) = \mu \cdot r_0 \int_0^{2\pi} d\vartheta \int_0^{+\infty} J_1(2\pi r_0 R) \cos(2\pi R r \cos \vartheta) dR d\vartheta$$

Nach⁵ erhalten wir:

$$\text{für } -1 < a < 1: \quad \int_0^{\infty} J_1(x) \cos(ax) dx = 1$$

$$\text{für } a > 1: \quad \int_0^{\infty} J_1(x) \cos(ax) dx = 1 - \frac{a}{\sqrt{a^2 - 1}}$$

(8)

und mit der Substitution $a' = -a$ folglich

$$\text{für } a < -1: \int_0^{\infty} J_1(x) \cos(ax) dx = 1 + \frac{a}{\sqrt{a^2 - 1}}$$

Dies auf (7) mit der Substitution $R' = 2\pi r_0 \cdot R$ angewandt ergibt:

$$(9) \quad f(r, 0)_\varphi = \frac{\mu}{2\pi} \int_0^{2\pi} d\varphi(\vartheta) \int_0^{\infty} J_1(R') \cos\left(\frac{r \cos \vartheta}{\epsilon} \cdot R'\right) dR' d\vartheta$$

mit $a = \frac{r_0}{r} \cdot \cos(\vartheta)$ in (8). Sei $c := \arccos\left(\frac{r_0}{r}\right)$

Wir definieren folgende Mengen von reellen Zahlen:

$$\mathbb{C}_1 := \{ \vartheta \mid 0 \leq \vartheta < c \vee (2\pi - c) < \vartheta \leq 2\pi \}$$

$$\mathbb{C}_2 := \{ \vartheta \mid \pi - c \leq \vartheta \leq \pi + c \}$$

Wobei $\mathbb{C}_1$ aus der zweiten und $\mathbb{C}_2$ aus der dritten Voraussetzung in (8) folgt. Damit leitet sich aus (9) ab:

$$(10) \quad f(r, 0)_\varphi = \frac{\mu}{2\pi} \left\{ \int_0^{2\pi} d\varphi(\vartheta) d\vartheta - \int_{\mathbb{C}_1} \frac{d\varphi(\vartheta) \cos \vartheta}{\sqrt{\cos^2 \vartheta - \left(\frac{r_0}{r}\right)^2}} d\vartheta + \int_{\mathbb{C}_2} \frac{d\varphi(\vartheta) \cos \vartheta}{\sqrt{\cos^2 \vartheta - \left(\frac{r_0}{r}\right)^2}} d\vartheta \right\}$$

Wenn wir nun definieren:

$$\{ s(t) = \int m(t) dt \text{ and } A \subset \mathbb{R} \} \Rightarrow [s(t)]_A := \int_A m(t) dt, \text{ and } \int_A d\varphi =: |A|$$

und ferner

$$(11) \quad \Theta := \{ \vartheta \mid d\varphi(\vartheta) = 1 \}, \quad \mathbb{D}_1 := \mathbb{C}_1 \cap \Theta, \quad \mathbb{D}_2 := \mathbb{C}_2 \cap \Theta,$$

unter Berücksichtigung von

$$\int \frac{\cos \vartheta}{\sqrt{\cos^2 \vartheta - a^2}} d\vartheta = \arcsin\left(\frac{\sin \vartheta}{\sqrt{1 - a^2}}\right) + \text{const.}$$

kann (10) ausgewertet werden zu:

$$(12) \quad f(r, \phi) = f(r, 0)_{\phi} = \frac{\mu \cdot |\Theta|}{2\pi} - \frac{\mu}{2\pi} \left[\arcsin \left(\frac{\sin \vartheta}{\sqrt{1 - (\frac{r_0}{r})^2}} \right) \right]_{D_1} + \\ + \frac{\mu}{2\pi} \left[\arcsin \left(\frac{\sin \vartheta}{\sqrt{1 - (\frac{r_0}{r})^2}} \right) \right]_{D_2}$$

(Formel (12) ergibt sich auch, wenn die erste Rekonstruktionsformel von Radon (1917)^{4,8} benutzt wird.)

4. Schlüsse und Resultate

A. Statisches Objekt

Dies bedeutet $\delta_{\phi}(0)=1$ für $0 \leq \theta \leq 2\pi$. Folglich ist $|e| = 2\pi$

a. Wenn $r < r_0$, d.h. innerhalb des Objektes kann die Bedingung $\cos(\theta) = \frac{r_0}{r}$ nicht erfüllt werden. Daher ist $C_1 = \emptyset$, $C_2 = \emptyset$ und also $D_1 = \emptyset$, $D_2 = \emptyset$. Aus (12) ergibt sich $f(r, \phi) = \mu$. D.h. das Objekt wird korrekt rekonstruiert.

b. Für $r > r_0$ wird $C_1 = D_1$ und $C_2 = D_2$ und also

$$\arcsin \left(\frac{\sin(\arccos(\frac{r_0}{r}))}{\sqrt{1 - (\frac{r_0}{r})^2}} \right) = \frac{\pi}{2}; \arcsin \left(\frac{\sin(2\pi - \arccos(\frac{r_0}{r}))}{\sqrt{1 - (\frac{r_0}{r})^2}} \right) = -\frac{\pi}{2}; \\ \arcsin \left(\frac{\sin(\pi - \arccos(\frac{r_0}{r}))}{\sqrt{1 - (\frac{r_0}{r})^2}} \right) = \frac{\pi}{2}; \arcsin \left(\frac{\sin(\pi + \arccos(\frac{r_0}{r}))}{\sqrt{1 - (\frac{r_0}{r})^2}} \right) = -$$

Da ja $c = \arcsin(\frac{r_0}{r})$ ist, können wir jetzt (12) weiter auswerten zu:

$$f(r, \phi) = \mu - \frac{\mu}{2\pi} \left(\frac{\pi}{2} + \frac{\pi}{2} \right) + \frac{\mu}{2\pi} \left(-\frac{\pi}{2} - \frac{\pi}{2} \right) = 0$$

Wie erwartet wird auch die Umgebung des statischen Objektes richtig wiedergegeben. Dies dient als Test für die Formel (12).

B. Bewegtes Objekt

Sei $r > r_0$, d.h. $f(r, \phi)$ repräsentiert Werte innerhalb des Objektes. Wie in A.a. wird $\mathbb{C}_1 = \emptyset$, $\mathbb{C}_2 = \emptyset$, daher also

$$(14) \quad \ell(r, \phi) = \frac{|\mathbb{O}|}{2\pi} \mu$$

Das bedeutet aber wegen der Definition von $|\mathbb{O}|$, daß der errechnete Attenuationskoeffizient innerhalb des Objektes nicht von r oder ϕ abhängt, daß also das Bild des Objektes homogen ist.

Wenn wir nun definieren:

t_{in} = Gesamtmeßzeit, während der das Objekt in der Scan-Ebene ist

t_{eff} = effektive Scanzeit (Meßzeit)

Können wir offensichtlich mit $k = \frac{|\mathbb{O}|}{2\pi}$, schreiben: $f(r, \phi) = k \cdot \mu$

Wenn wir uns nun an die Definition $\mu = \mu_0 - \mu^1$ in Teil I erinnern, so erhalten wir

$$(16) \quad f(\text{Objekt, errechnet}) = \mu^1 + k \cdot (\mu_0 - \mu^1)$$

wobei μ_0 der statische Attenuationskoeffizient des Objektes und μ^1 derjenige der es ersetzenden Materie ist.

Sei nun $\Delta(\mu)$ die CT-Zahl eines Objektes mit dem Attenuationskoeffizienten μ und Δ_m die errechnete Delta-Zahl des bewegten Objektes. Wegen $\Delta(\mu) \sim \mu - \mu_{\text{Wasser}}$ erhalten wir aus (16):

$$(17) \quad \Delta_m = \Delta(\mu^1) + k(\Delta(\mu) - \Delta(\mu^1))$$

(17) bedeutet, wie in der Zusammenfassung erwähnt, daß CT-Scanner sich innerhalb des Objektes wie ein optisches Abbildungssystem verhält: Es bildet einen Durchschnitt längs der

C. $r > r_0$

Wir können μ aus der Gleichung (12) herausziehen und erhalten

$$f(r, \phi) = \mu \mathcal{A}_{\phi, r}^*$$

wobei f^* nicht mehr von μ abhängt. Dies bedeutet, daß für eine bestimmte Objektform und ein Bewegungsmuster die absolute Dichte des Bewegungsartefaktes in einem bestimmten Bildpunkt proportional zu μ in der Gleichung (12), d.h. $\mu^1 - \mu_0$, ,

die während der Bewegung des Objektes auftretende Dichtedifferenz. Dies erklärt, warum sehr dichte Objekte (wie chirurgische Clips) und Luft die am meisten störenden Bewegungsartefakte erzeugen. Der schlimmste Effekt kann von einem bewegten und von Luft umgebenen Metallteil erwartet werden.

Da r in (12) nur als Bruchteil von r_0 auftritt, sind Artefakte, die von kreisförmigen homogenen Objekten unterschiedlicher Größe ausgehen durch Zentralprojektionen in einander überführbar.

Wenn wir nun $r \gg r_0$ annehmen (d.h. in großer Entfernung vom Objekt) erhalten wir:

$$(18) \quad \sqrt{1 - \left(\frac{r_0}{r}\right)^2} \approx 1 \quad ; \quad c \approx \frac{\pi}{2}$$

Unter Beachtung von $-\frac{\pi}{2} \leq \arcsin(x) \leq \frac{\pi}{2}$

läßt sich aus (12) und (18) ableiten

$$(19) \quad \mathcal{A}_{\phi, r}^* = \frac{\pi}{2} \left[|D_1| - (|D_1| + |D_2|) \right]$$

Für $c = \frac{\pi}{2}$ ergibt sich definitionsgemäß $D_1 \cup D_2 = \emptyset$

c geht gegen $\frac{\pi}{2}$ wenn $r \rightarrow \infty$. Folglich geht $f_{r, \phi}^*$ und die rechte Seite der Gleichung (19) gegen Null für $r \rightarrow \infty$.

D.h. aber, daß die Sternartefakte in hinreichender Entfernung

vom Objekt verschwinden.

Die Form der Sternartefakte hängt hauptsächlich von D_1 und D_2 ab. Die Auswertung dieser Mengen für bestimmte Objektbewegungen gestaltet sich sehr kompliziert, führt jedoch auf sternförmige Artefakte.

Theoretische Überlegungen für die schnellen Ganzkörper-Scanner

Sowohl der 2-min als auch der 18-sec Ganzkörper-Computer-Tomograph benützt dasselbe Translations-Rotationsprinzip wie der oben diskutierte Kopfs scanner und obige Theorie läßt sich auf sie anwenden. Der 2-sec-Ganzkörper scanner arbeitet jedoch nach einem anderen Prinzip: Er mißt die Projektionsdaten auf folgende Weise⁷: Die Detektoren sind längs eines Kreises um das Objekt herum angeordnet und verbleiben statisch. Die Röntgenröhre erzeugt einen flachen Strahlenfächer in der Ebene der Detektoren. Während des Scans rotiert die Röhre längs des Scankreises und die Detektoren messen die aufeinanderfolgenden Transmissionsdaten (Fig. 12).

Durch Umordnung der erhaltenen Projektionsdaten können die Parallelprojektionen rekonstruiert und die obige Rekonstruktionsmethode angewendet werden. Die Daten für die in Fig. 13 dargestellte Parallelprojektion sind in den Perspektivprojektionen mit der Röhre zwischen den Positionen 1 und 2 enthalten.

Wenn wir nun annehmen, daß die Röhre mit konstanter Winkelgeschwindigkeit rotiert und indem wir das gleiche Bewegungsmodell wie oben anwenden, zeigt sich, daß das Objekt sich für gewisse Abschnitte der Röhrenrotation außerhalb der Scan-

Ebene befindet. Wir erhalten folglich rekonstruierte Parallelprojektionen mit dem Objekt in der Scan-Ebene und solche ohne es. Der Unterschied ist, daß auch kurze Objektsbewegungen eine Anzahl von Projektionen mit nur Teilen des Objektes in der Scan-Ebene erzeugt (abhängig von Objektgröße, Bewegungsfrequenz und Strahlenfächerwinkel).

Wir erhalten also prinzipiell dieselben Sternartefakte, aber ihre Kanten sind möglicherweise etwas verändert, auf Grund der erwähnten Unterschiede, insbesondere für große Objekte und kurze Bewegungen.

Von diesen Unterschieden abgesehen läßt sich die Artefakttheorie anwenden und wir erhalten wirklich die gleichen strahlenförmigen Artefakte, trotz der unterschiedlichen Datenaufnahmeverfahren. Unsere Messungen mit einem Prototypen scheinen darauf hinzudeuten, daß die Linearität der Dichteänderungen innerhalb des bewegten Objektes erhalten bleibt.

Es gibt verschiedene Typen von 2-sec-Rotationsscannern. Ein im Bezug auf Bewegungsartefakte interessantes Merkmal ist das Ausmaß der Röhrenrotation. Eine Drehung von ca. 180° genügt zur Aufnahme aller Projektionsdaten für die Parallelprojektionen. Wenn die Röhre jedoch um 360° rotiert, ergibt sich ein wichtiger Unterschied: Jede Parallelprojektion wird zweimal von entgegengesetzten Röhrenpositionen aus zu verschiedenen Zeiten gemessen und die Daten werden im Bild vereinigt.

Wenn nun während des Scans eine kurze Bewegung erfolgt, so wird ihr Effekt nur in einer von beiden Projektionen gegenwärtig sein. Die Vereinigung beider Projektionen wird also die Dichte des Bewegungsartefaktes auf ca. die Hälfte reduzieren (Fig. 10a und Fig. 10b).

Andererseits benötigt ein 360° Scan normalerweise die doppelte Zeit eines 180° Scans. Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer Patientenbewegung während des Scans ist folglich höher. Man tauscht also beim 360° Scanner die verminderte Dichte des Artefaktes gegen eine größere Anzahl derselben ein.

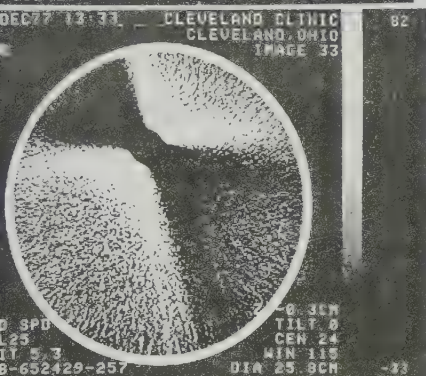
Die aus dieser Theorie abgeleiteten Folgerungen über die grundsätzliche (im Rekonstruktionsverfahren eingebaute) Natur der Bewegungsartefakte und den Effekt der während einer Bewegung auftretenden Dichteschwankungen lassen sich gleichermaßen auf die reinen Rotations-Scanner anwenden.



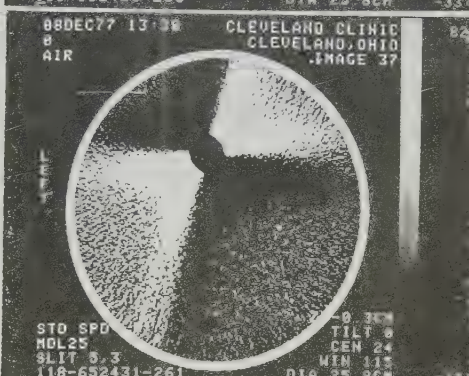
4a



4b



4c



4d



4e



4f

Fig. 4a - 4f - Ein Luftballon (10 ccm) wird entleert, nachdem ein (von a bis f jeweils größerer) Teil des Scans bereits durchgeführt ist. Der Scan wird dann normal beendet. Die Symmetrie stammt von der Rahmenrotation um 180° statt 360° . Die Linearitätsgleichung (17) bestätigt sich.

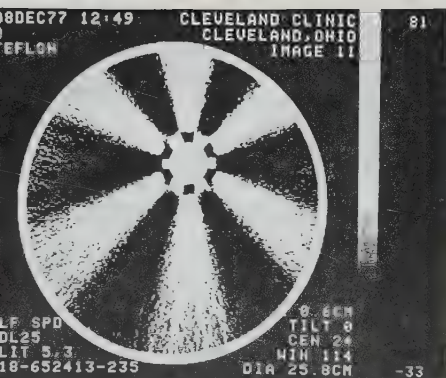


Fig. 5a

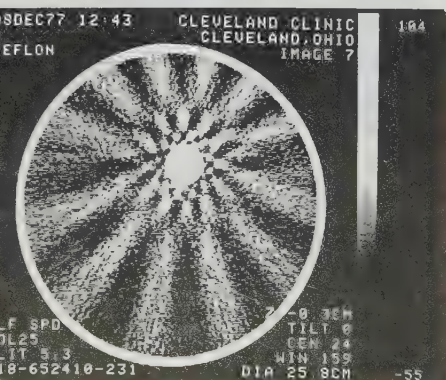


Fig. 5g

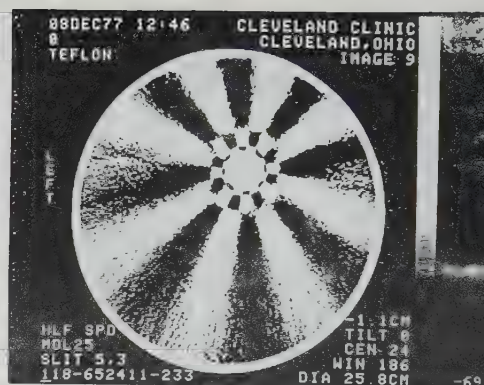
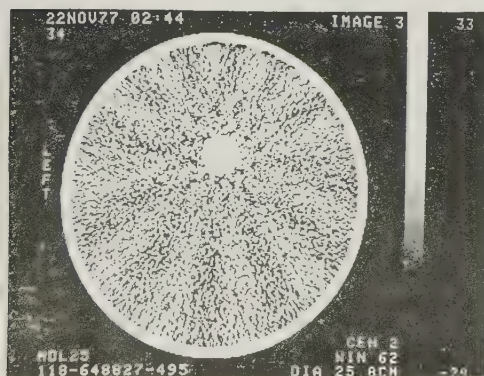
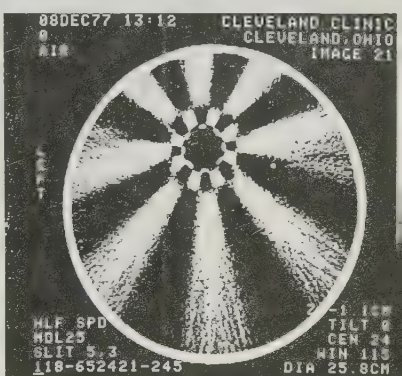
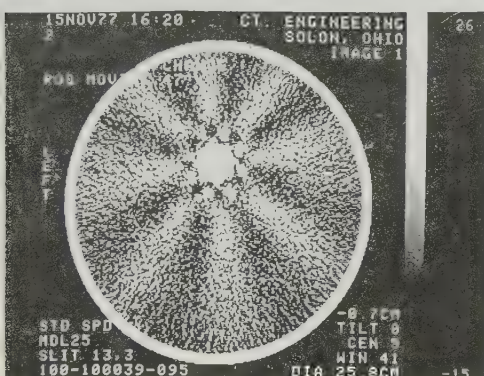
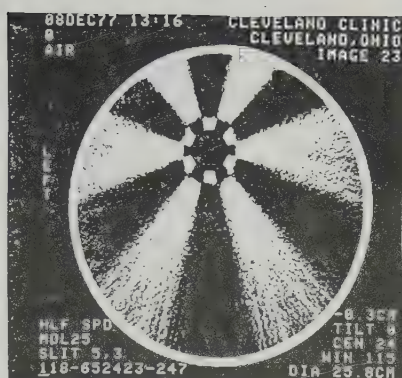
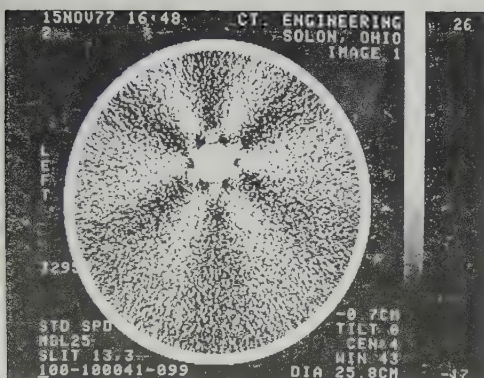


Fig. 5d

Fig. 5a - 5i - Die Frequenz bei a, b und c beträgt 6 Bewegungen pro Scan. Ähnlich sind es bei d, e und f acht Bewegungen pro Scan; bei g, h und i zwölf Bewegungen pro Scan. a, d und g: Teflonstab; b, e und h: Nylonstab; c, f und i: Foley-Katheter-Ballon (10 cc Luft). Die Linearitätsgleichung (17) stimmte in allen Fällen. Die Form des Sternartefakts hängt nur von Objektform und Bewegungsmuster, nicht von der Dichtedifferenz ab. Die Amplitude der Artefakte ist für eine bestimmte Bewegung und Objektform an einem festen Bildpunkt proportional zur während der Bewegung auftretenden Dichtedifferenz.



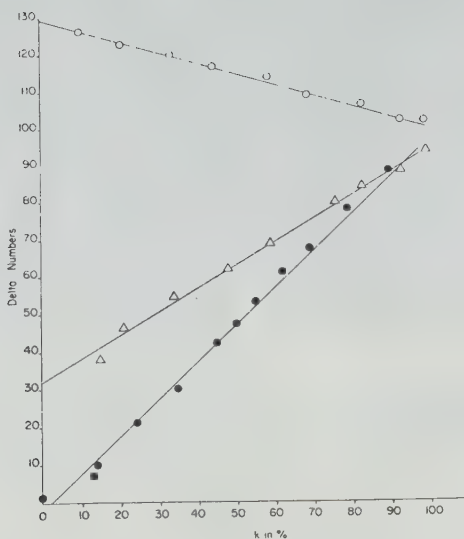


Fig. 6

(Experimente Nr. 1 und Nr. 3), bewegter Nylonstab,
gemessene scheinbare Stabdichten.

Experiment Nr. 1, Wasser= 0 Delta-Einheiten

Experiment Nr. 3, Wasser= 35 Delta-Einheiten

Experiment Nr. 3, Wasser= 128 Delta-Einheiten

Der Stab wurde aus der Scan-Ebene entfernt, nach-
dem ein Teil des Scans bereits abgelaufen war. Die
Linearitätsgleichung (17) bestätigt sich.

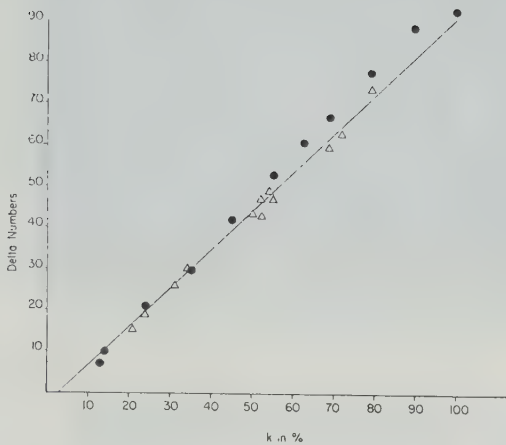


Fig. 7

Bewegter, von Wasser umgebener Nylonzylinder, gemessene scheinbare Dichte.

Eine Bewegung pro Scan (Experiment Nr. 1)

Unregelmäßiges Bewegungsmuster (Experiment Nr.

oder rhythmische Bewegungen (Experiment Nr. 4)

Wasser= 0 Delta-Einheiten

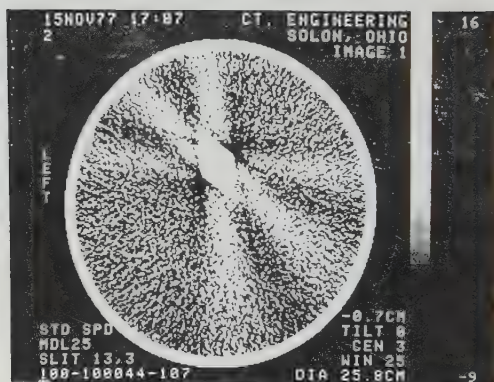


Fig. 8a

Eine unregelmäßige Bewegung erzeugt einen unregelmäßigen Sternartefakt, aber die Linearitätsgleichung (17) ist gültig.



Fig. 8b

Der Stab wurde lateral von der rechten in die linke Position verschoben, nachdem ein Teil des Scans durchgeführt war. Der Artefakt ist eine Überlagerung zweier mit z-Achsenbewegung erhaltener Artefakte.

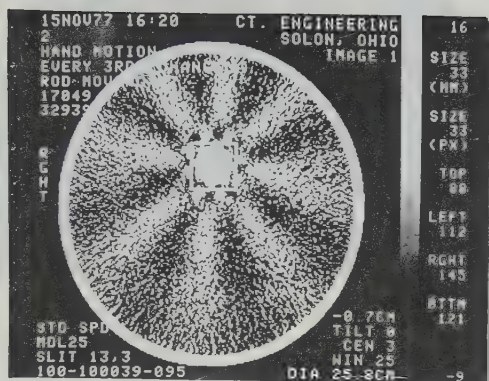


Fig. 9a

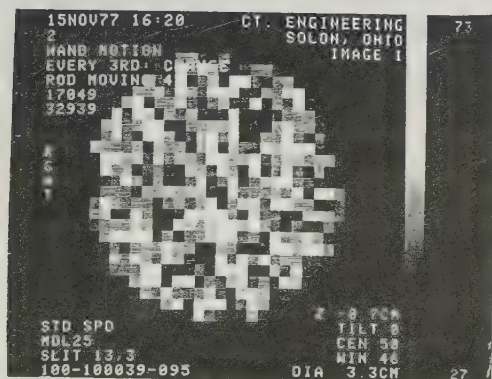


Fig. 9b

Fig. 9a & 9b

Nylonstab, acht Bewegungen pro Scan. 9a: Eine Vergrößerung des Stabinneren zeigt keinen Sternartefakt, es ist homogen (nur normale Zufallsvariationen der errechneten Dichtewerte).

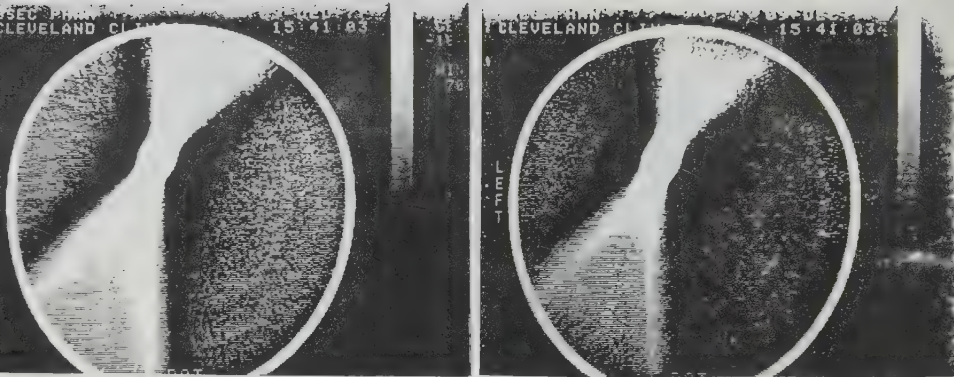


Fig 10a & 10b Teflonzylinder, eine Bewegung pro Scan, reiner Rotationsscanner, 8 sec Scanzeit. Beide Bilder zeigen dieselbe Bewegung, a. ist jedoch unter Benützung der Daten von ca. 212° der Röhrenrotation rekonstruiert, wohingegen b. unter Benützung aller Daten von der vollen 360° -Röhrendrehung berechnet wurde. Der erzeugte Artefakt in b. ist offensichtlich weniger dicht als der in a.. Messung mit dem Cursor bestätigen, daß seine Amplitude nur ca. 60% derjenigen in a. beträgt.

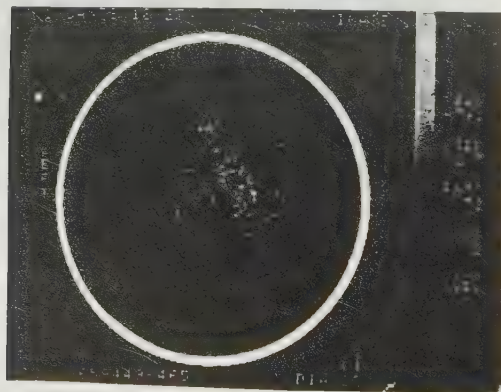


Fig. 10c Gleiche Bewegung und gleiches Objekt wie in 10a und 10b, jedoch beträgt die Scanzeit 160 sec. Gleiche Bildkontrolleneinstellung wie in 10a und 10b. Der Artefakt ist viel weniger auffallend als in 10a und 10b, da die Bewegungszeit im Vergleich zur Scanzeit einen viel kleineren Prozentsatz ausmacht.

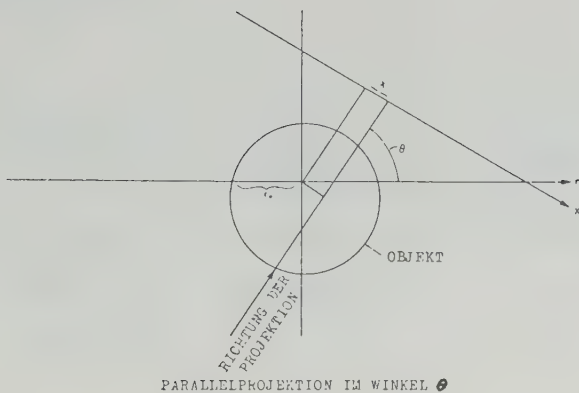
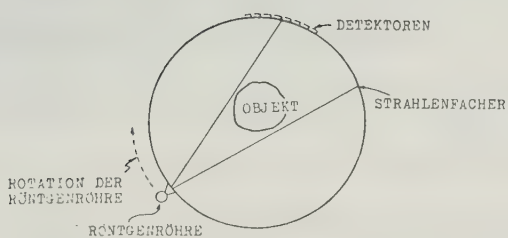
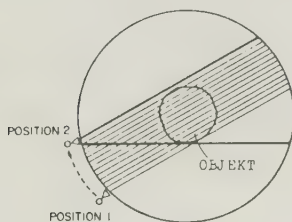


Fig. 11



RÖNTGEN-PERSPEKTIVPROJEKTION, REINER ROTATIONS-SCANNER

Fig. 12



PERSPEKTIV- UND REKONSTRUIERTE PARALLEL - PROJEKTION

Fig. 13

TAFEL I

Scanzeit	Untersuchte Bilder	% Bilder mit Artefakten (<u>±</u> STD)	% Bilder mit schweren Artefakten (<u>±</u> STD)
2 sec	1157	28% (<u>±</u> 19%)	4% (<u>±</u> 11%)
18 sec	662	83% (<u>±</u> 14%)	48% (<u>±</u> 28%)
160 sec	660	85% (<u>±</u> 14%)	58% (<u>±</u> 26%)

Bewegungsartefakte wurden nur gezählt, wenn sie bei üblicherweise klinisch benützter Einstellung der Kontrollen am Wiedergabebildschirm (z.B. ein Window von 300 Delta-Einheiten) als solche erkennbar waren. Sie wurden als schwerwiegend betrachtet, wenn sie sich über mehr als 25% des Bildes erstreckten. Die Abdomen- und Becken-Scans von insgesamt 171 zufällig ausgewählten mit dem Computer-Tomographen untersuchten Patienten wurden zu diesem Zweck in Retrospektive untersucht.

ZUSAMMENFASSUNG

Bisher existierte keine Theorie der in der Computer - Tomographie vorkommenden Bewegungsartefakte. In dieser Arbeit wird eine Theorie des Effekts von Objektbewegungen vertikal zur Scan- Ebene auf die Bildrekonstruktion entwickelt. Es wird gezeigt, daß sich aus diesen die von andersartigen Bewegungen verursachten Artefakte ableiten lassen.

Die theoretischen Überlegungen führen zu der Einsicht, daß die Artefakte schon in der Rekonstruktionstheorie eingebaut und nicht durch bessere Annäherung der Computerrekonstruktion an die mathematisch exakte Rekonstruktion (beliebig viele Projektionen etc.) vermieden werden können, sondern nur durch kürzere Scan - Zeiten .

Um zu zeigen, daß die entwickelte Theorie adäquat ist, wurden einige andere aus ihr abgeleitete Voraussagen experimentell nachgeprüft und auch bestätigt. Dazu wurde ein Bewegungsphantom konstruiert und durch verschiedene (rhythmische, unregelmäßige etc.) Bewegungen von unterschiedlich dichten Testobjekten Artefakte erzeugt. Die Ergebnisse stimmten mit der theoretischen Vorhersage gut überein. Die Theorie wurde auch auf die neuen, schnellen Rotationsscanner ausgedehnt und der vorhergesagte Effekt von unterschiedlich großen Rotationswinkeln (360° gegenüber 180°) auf die Artefaktdichte wurde experimentell quantifiziert, wobei größere Winkel schwächere Artefakte ergeben, jedoch längere Scan-Zeiten erfordern.

Schließlich wurde eine statistische Untersuchung von Bewegungsartefakten an ca. 2500 klinischen Ganzkörper -CT - Bildern verschiedener Scanner (mit 160 sec , 18 sec und

2 sec Scan-Zeit) durchgeführt. Dabei zeigt sich, daß die 18 sec -Bilder nicht viel besser als die 160 sec- Bilder abschneiden. Durch theoretische statistische Überlegungen und die zahlenmäßigen Ergebnisse der Statistik läßt sich ableiten, daß erst unterhalb von ca. 5 sec Scanzeiten drastische Bildverbesserungen in punkto Bewegungsartefakte zu erwarten sind. Schließlich wird aus den theoretischen Überlegungen heraus eine Scanzeit von 0,5 bis 1 sec (nur noch 10% der Bilder sind von Bewegungsartefakten betroffen) als guter Kompromiß zwischen technischem Aufwand und klinischem Wert vorgeschlagen.

Literaturverzeichnis

1. Alfidi RJ, MacIntyre WJ, Haaga JR: The effect of biological motion on CT resolution. Am J Roentgenol, 127:11-15, July 1976.
2. American Physiological Society, Handbook of Physiology. Washington, D.C., Section 6, Volume IV and Section 8, 1968.
3. Brooks RA, DiChiro G: Theory of image reconstruction in computed tomography. Radiology 117:561-572, December 1975.
4. Gordon R, Herman GT: Three-dimensional reconstruction from projections: A review of algorithms. Int Rev Cytol 38:111-151, 1974.
5. Grey A, Mathews GB: A treatise on Bessel functions and their application to physics. Dover Publications Inc, New York, 1966.
6. McCullough EC, Payne T, Baker H, et al: Performance evaluation and quality assurance of CT scanners, with Illustrations from the EMI, ACTA, and Delta scanners. Radiology 120:173-188, July 1976.
7. Ohio Nuclear, CT Report No. 1: Advertisement Section, Am J Roentgenol, 129: Sept 1977.
8. Radon J: Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. Ber Saechs Akad Wiss, Leipzig, Math/Phys. Kl. 69:262-277, 1917.
9. Ramachandran GN, and Lakshminarayanan AV: Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: Application of convolutions instead of Fourier transforms. Proc Nat Acad Sci, USA 68:2236-2240, Sept 1971.

LEBENS LAUF

Ich, Thomas Nicolai, wurde am 2.1.1954 in München als Sohn des Drogisten Joachim Nicolai und der Lehrerin Eleonore Nicolai (geb. Stapfer) geboren. Von 1960 bis 1964 besuchte ich die Knabenschule B in Rosenheim; von 1964 bis 1973 das Ignaz-Günther-Gymnasium in Rosenheim. Dort erhielt ich am 8. Juni 1973 das Reifezeugnis.

Zum Wintersemester 1973 immatrikulierte ich mich an der Ludwig-Maximilians-Universität München und studierte dort ab Sommersemester 1974 - mit einem Stipendium der Studienstiftung des deutschen Volkes - Medizin.

Zur Anfertigung der vorliegenden Dissertation hielt ich mich 1977/78 mit Unterstützung der Studienstiftung zeitweise in den USA auf.

Die Ärztliche Prüfung bestand ich am 27.10.1980 in München.

